

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Geschäftsführender Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

Aus der Abteilung für Kieferorthopädie  
Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Heike Korbmacher-Steiner

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

**Untersuchung der Scherhaftfestigkeit von konventionellen und  
selbststützenden Adhäsiv-Systemen an kieferorthopädischen  
Metallbrackets**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

**Patrick Rusdea**

aus Bremen

Marburg, 2016

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg  
am: 22.06.2016

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Schäfer

Referentin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. H. Korbmacher-Steiner

Korreferent: Univ.-Prof. Dr. med. dent. R. Frankenberger

*Diese Arbeit widme ich meiner Familie*

## Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1 Von der Multiband- zur Multibracketapparatur .....	1
1.2 Adhäsive Befestigungstechniken von Brackets.....	3
1.2.1 Aufbau des Zahnschmelzes .....	3
1.2.2 Konditionierung des Zahnschmelzes.....	4
1.3 Adhäsiver Haftverbund zwischen Zahnschmelz und Bracket .....	5
1.3.1 Einteilung kieferorthopädischer Adhäsiv-Systeme.....	5
1.3.2 Unterschiedliche Kunststoffe in der Kieferorthopädie .....	8
1.3.3 Haftverbund auf alternativen Oberflächen .....	9
1.4 Debonding .....	10
1.5 Das ideale Adhäsiv-System.....	11
<b>2. Fragestellung .....</b>	<b>12</b>
<b>3. Material und Methode .....</b>	<b>13</b>
3.1 Herstellung der Prüfkörper .....	13
3.2 Verwendete Brackets, Polymerisationslampe und Adhäsive .....	15
3.3 Klebprotokoll .....	16
3.4 Scherhaftfestigkeitsprüfung des Verbundes Bracket-Adhäsiv .....	18
3.5 Analyse der Bruchstellen .....	20
3.6 Statistische Methoden.....	21
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>22</b>
4.1 Scherhaftfestigkeit.....	22
4.2 Bruchstellenanalyse .....	25
<b>5. Diskussion.....</b>	<b>27</b>
5.1 Diskussion der Ergebnisse.....	27
5.1.1 Haftfestigkeit der Adhäsiv-Systeme.....	27

5.1.2 Kritische Betrachtung unterschiedlicher Adhäsiv-Systeme .....	28
5.1.3 Kritische Analyse des Bruchmodus (ARI-Score).....	28
5.2 Diskussion der Methodik .....	30
5.3 Klinische Schlussfolgerungen dieser Studie.....	33
 <b>6. Zusammenfassung .....</b>	<b>34</b>
 <b>7. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>38</b>
 <b>8. Anhang .....</b>	<b>46</b>
8.1 Tabellenverzeichnis .....	46
8.2 Abbildungsverzeichnis .....	47
8.3 Tabellarischer Lebenslauf .....	48
8.4 Verzeichnis der akademischen Lehrer .....	49
8.5 Danksagung.....	50
8.6 Ehrenwörtliche Erklärung .....	51

# 1. Einleitung

## 1.1 Von der Multiband- zur Multibracketapparatur

Mit der Einführung der Multibandapparatur im Jahre 1868 wurde es erstmals möglich, Zähne körperlich und in allen drei Raumdimensionen zu bewegen. Neben verschiedenen anderen Verbesserungen dieser festsitzenden Behandlungstechnik gilt sicherlich die Entwicklung der Brackets als richtungsweisend, durch deren Zuhilfenahme es möglich war, die Plaqueakkumulation und damit einhergehende gingivale Irritationen zu reduzieren [37]. Durch Weiterentwicklungen in der Adhäsivtechnik konnten zudem die Brackets noch graziler gestaltet und so die benötigte Zeit für das „Bonden“ und „Debonden“ entscheidend verringert werden.

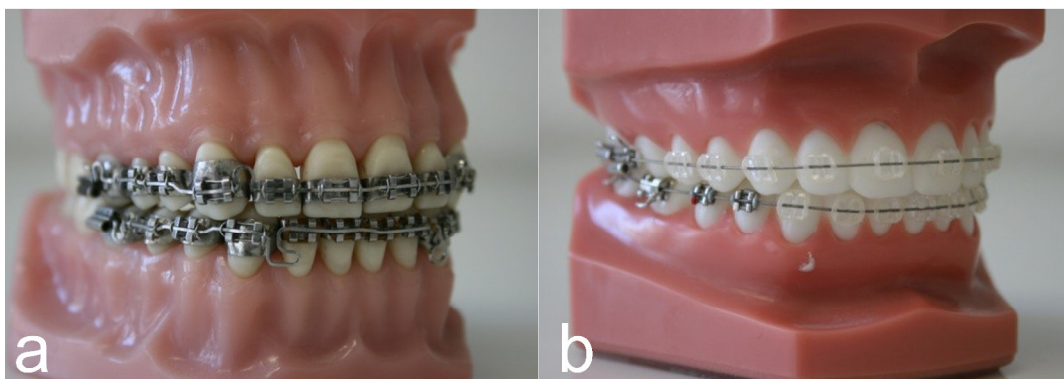


Abbildung 1: a) Kieferorthopädische Multibandapparatur, b) Kieferorthopädische Multibracketapparatur.

Brackets dienen, so wie vormals die Bänder, als Kraftansatzpunkt für Behandlungselemente. Sie bestehen aus einer der Zahnform angepassten Bracketbasis, einer Vorrichtung zur Aufnahme des Bogens („Slot“) sowie Flügeln zum Anbringen von Befestigungs-Ligaturen. Das Standardbracket in der „Straight-Wire-Technik“ wird in verschiedenen Größen und Programmierungen („Prescriptions“) angeboten und ist aus rostfreiem Stahl angefertigt.

Zusätzlich werden Brackets heutzutage noch aus Gold, Keramik, Kunststoff und Titan hergestellt. Jedes Material hat seine spezifischen Vor- und Nachteile (siehe Tabelle 1).

**Tabelle 1: Vor- und Nachteile der verschiedenen Bracketmaterialien** (++) = sehr gut | + = gut | 0 = durchschnittlich | - = schlecht).

<b>Materialeigenschaften</b>	<b>Stahl</b>	<b>Keramik</b>	<b>Kunststoff</b>	<b>Titan</b>	<b>Gold</b>
Bruchfestigkeit	+	0	-	+	+
Ästhetik	-	++	++	-	-
Farbbeständigkeit	+	+	-	+	+
Enthält Nickel	ja	nein	nein	nein	nein

Ein weiterer wichtiger Parameter für die Wahl des richtigen Brackets ist eine ausreichende Haftfestigkeit während der kieferorthopädischen Behandlung. Die Haftfestigkeit korreliert eng mit der Beschaffenheit der Bracketbasis, da diese den mikromechanischen Verbund zum Adhäsiv herstellt. Mithilfe von Drahtnetzen, perforierten Metallbasen, laserstrukturierten Oberflächen oder halbkugelförmigen Vertiefungen werden zusätzliche mechanische Retentionen produziert. Eine feinmaschige Netunterlage hat sich dabei als Retentionselement bewährt [20]. Damit ein Bracket effizient in der Mundhöhle einsetzbar ist, muss es Kaukräften, Feuchtigkeit und den Belastungen der kieferorthopädischen Drähte widerstehen können [69]. Gegenwärtig werden immer häufiger Brackets aus nickelfreiem Stahl oder Titanlegierungen genutzt, um einer durch Korrosion verursachten Verfärbung und der Freisetzung von Nickel-Ionen vorzubeugen [66]. Für eine ästhetisch unauffälligere Behandlung werden Keramik- oder linguale („zur Zunge hin gelegen“) Brackets eingesetzt, wodurch auch höchste ästhetische Ansprüche der zunehmenden Anzahl erwachsener Patienten erfüllt werden können [38].

## 1.2 Adhäsive Befestigungstechniken von Brackets

### 1.2.1 Aufbau des Zahnschmelzes

Der humane Zahnschmelz stellt mit einer Härte von 300 bis 350 HB (Brinellhärte) die härteste, aber auch die sprödeste körperliche Substanz des Menschen dar [44]. Er schützt das Dentin und die zentral gelegene Pulpa vor exogenen Noxen und besteht aus mineralreichen Prismen, eingebettet in einer Matrix aus Wasser (2 Gew.%), organischem (1 Gew.%) und anorganischem Material (97 Gew.%) [10]. Die chemische Grundsubstanz des Schmelzes ist das Kalziumhydroxylapatit. Hinzu kommen noch Fluorapatit und Carboxylapatit. Die höchste Konzentration von Fluor findet sich in den oberflächlichen 50 µm (Mikrometer) der Schmelzschicht [46]. Die dickste Schichtstärke des Zahnschmelzes befindet sich okklusal und beträgt dort bis zu 2 mm (Millimeter), von wo aus der Schmelz zur Schmelz-Zement-Grenze im Halsbereich dünn ausläuft [44]. Strukturmerkmal des Schmelzes sind die Schmelzprismen, welche sich aus Kristalliten, dem interprismatischen Schmelz sowie den Prismenscheiden zusammensetzen. Der Durchmesser eines Schmelzprismas beträgt laut Pashley et al. 5-7 µm [55]. Auftreffendes Licht erzeugt im Schmelz helle und dunkle Streifen, die den wellenförmigen Verlauf der Prismenstäbe zeigen, die sogenannten „Hunter-Schreger'sche-Streifen“ [48].

Auf Abbildung 2 ist exemplarisch physiologischer, naturbelassener Zahnschmelz dargestellt.

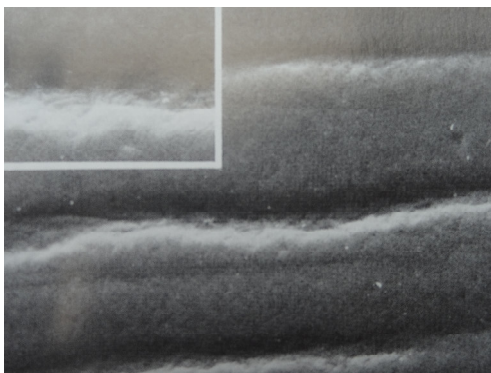


Abbildung 2: Naturbelassener Zahnschmelz. Quelle: [21]



### 1.2.2 Konditionierung des Zahnschmelzes

Um eine ausreichend feste chemische und mikromechanische Haftung am Zahnschmelz zu erzeugen, bedarf es einer Vorbehandlung der Schmelzoberfläche mittels Säure-Ätz-Technik [12]. Durch dieses Vorgehen wird eine Oberflächenvergrößerung von bis zu 400% verwirklicht [33]. Die Vorbehandlung kann gesondert erfolgen oder mit dem anschließenden Schritt, dem Auftragen des Haftvermittlers, zusammen geschlossen sein.

Diese historische Methode zur Vorbehandlung des Zahnschmelzes wird auf Buonocore (1955) zurückgeführt [12], der mit 85%iger Phosphorsäure die Schmelzoberfläche konditionierte, um so einen Fissurenversiegler am Zahnschmelz zu verankern. In den folgenden Jahren wurde mit vielen verschiedenen Säuren wie z. B. Zitronen-, Benzoe-, Polyacryl-, Salicyl- oder Maleinsäure an der Schmelzkonditionierung gearbeitet. Als optimales Substrat erwies sich Phosphorsäure mit einer 37%igen Konzentration. Säurekonzentrationen unter 30% führen zur Ablagerung von schwer löslichem Brushit auf dem Zahnschmelz. Diese Verbindung lässt sich mit Wasserspray schlecht entfernen und verhindert den Verbund von Komposit mit dem Zahnschmelz. Säurekonzentrationen über 40% führen zu raschen Präzipitationen von Kalziumphosphatverbindungen, die eine Konditionierung des Schmelzes behindern [33]. Da das Adhäsiv-System keine chemische Bindung mit dem Zahnschmelz eingehen kann, ist das mikromechanische Ätzmuster von grundlegender Bedeutung für den Haftverbund [26]. Bei der Konditionierung geht eine Schmelzschicht von 5-10 µm irreversibel verloren [21]. Die histologischen Veränderungen (Gruften, Gruben, Spalten) reichen hingegen bis in eine Tiefe von 30-50 µm. Durch die Konditionierung wird eine Oberflächenvergrößerung, eine Erhöhung der Reaktionsfähigkeit der Schmelzstrukturen und eine Verbesserung der Benetzbarkeit erreicht [33]. Durch die Haftung des Adhäsiv-Systems am vorbehandelten Zahnschmelz bilden sich Kunststoff-Zotten (Tags), die über den Komposit mit einer Haftfestigkeit von bis zu 20 MPa (Megapascal) mikromechanisch am Zahnschmelz haften [27].

### 1.3 Adhäsiver Haftverbund zwischen Zahnschmelz und Bracket

Adhäsiv-Systeme ermöglichen den Haftverbund zwischen Zahnschmelz und Bracket. Um die Retention, Haltbarkeit und Haftkraft weiter zu verbessern, werden moderne adhäsive Füllstoffe zugefügt. Aktuelle Adhäsiv-Systeme können über unterschiedliche Kriterien differenziert werden [52] und bestehen aus mehreren Komponenten: Dem Konditionierer (Säuren und Komplexbildner), dem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel) und dem Komposit (meist unterschiedliche Monomere). Der Haftvermittler (Primer) ermöglicht es, die geschaffene mikromechanische Retention zu benetzen, um den Haftverbund zum Komposit zu realisieren [3,19]. Im Gegensatz zur restaurativen Zahnheilkunde sollen Adhäsiv-Systeme in der Kieferorthopädie den Haftverbund nur temporär herstellen. Der Haftverbund zwischen Adhäsiv und Bracket bzw. Adhäsiv und Zahnschmelz ist dabei maßgebend für die Haftfestigkeit der einzelnen Brackets, welche für konventionelle Adhäsiv-Systeme zwischen 8 und 30 MPa liegen sollte [11]. Der Haftfestigkeitsverbund muss den auftretenden Kräften im mundfeuchten Milieu standhalten, das Adhäsiv sollte sich am Ende der Behandlung rückstandslos und ohne Schäden an der Zahnschmelz entfernen lassen.

#### 1.3.1 Einteilung kieferorthopädischer Adhäsiv-Systeme

Es kann grundsätzlich zwischen selbstätzenden und konventionellen Adhäsiv-Systemen unterschieden werden (siehe Tabelle 2).

**Tabelle 2: Einteilung der Adhäsiv-Systeme.**

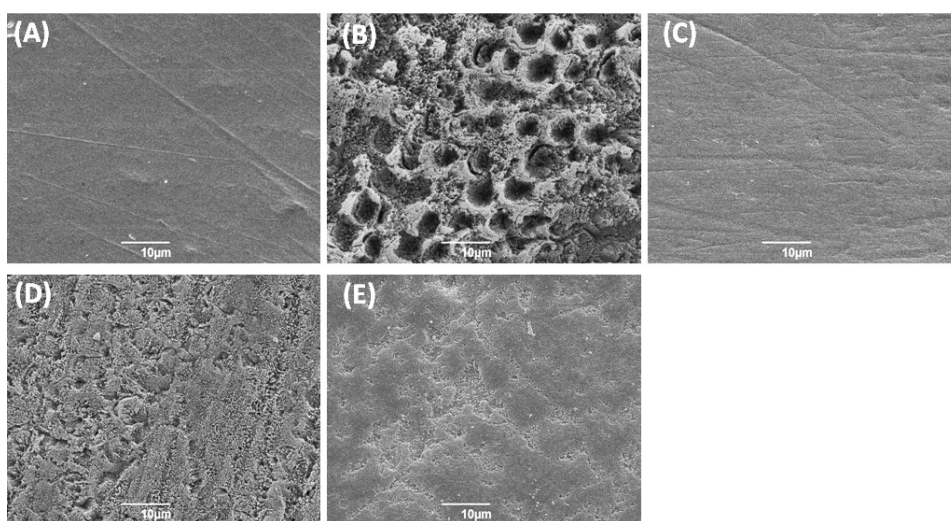
<b>Konventionelle Adhäsive</b>		<b>Selbstkonditionierende Adhäsive</b>	
3 Schritte	2 Schritte	2 Schritte	1 Schritt
Konditionierer	Konditionierer	Selbstkonditionierender	Selbstkonditionierendes
Primer	Primer+Adhäsiv	Primer	Primer-Adhäsiv
Adhäsiv		Adhäsiv	

Als Alternative zur konventionellen Adhäsiv-Technik wurden die selbstätzenden Adhäsiv-Systeme eingeführt, welche in der restaurativen Zahnmedizin seit längerem erfolgreich eingesetzt werden [61]. Selbstätzende Adhäsiv-Systeme basieren auf der Anwendung von nicht abzusprühenden sauren Monomeren. Konditionierungs- und Primersschritt sind zu einem Arbeitsvorgang vereint [81]. Das Verfahren der Selbstkonditionierung ist deshalb so bedeutend, da der Verzicht auf die selektive Konditionierung simultan den Zeitaufwand, Anwendungsfehler und den apparativen Aufwand reduziert [12,28]. Die Klasse der „Zwei-Schritt“-selbstätzenden Adhäsiv-Systeme bietet die Vorteile der vereinfachten Handhabung und einer verminderten Techniksensitivität [52]. Um die Technik noch weiter zu vereinfachen, wurden „Ein-Schritt“-selbstätzende Adhäsiv-Systeme entwickelt. Deren Haftfestigkeitswerte sind wissenschaftlich nicht eindeutig geklärt: Einige Studien zeigten verringerte Werte [29,52], andere wiesen vergleichbare Werte nach [40]. Selbstkonditionierende Adhäsive verfügen über einen niedrigen pH-Wert, um am Zahnschmelz ein Ätzmuster zu erzeugen und die Schmierschicht am Dentin aufzulösen. „Ein-Schritt“-selbstätzende Adhäsiv-Systeme unterscheiden sich durch ihre Aggressivität hinsichtlich ihres pH-Wertes und werden in drei Klassen unterteilt: Milde, mittlere und sehr aggressive Systeme [50]. Die Qualität des Ätzmusters ist abhängig von ihrem pH-Wert [63]. Chemisch wird der niedrige pH-Wert durch Phosphorsäureester erzeugt. Phosphorsäureester sind in der Lage, tertiäre Amine, welche zusammen mit Benzoylperoxid für die chemische Polymerisation von Kompositen verantwortlich sind, zu protonieren. Da protonierte Amine die chemische Polymerisation nicht mehr katalysieren können, dürfen keine chemisch initiierte und dualhärtende Komposite in Kombination mit selbstkonditionierenden Adhäsiven verwendet werden [76]. Suh und Schiltz fanden heraus, dass die Haftfestigkeit von chemisch härtenden Adhäsiv-Systemen umso geringer ist, je niedriger der pH-Wert ist. Bei lighthärtenden Adhäsiv-Systemen wurde keine Abhängigkeit vom pH-Wert ermittelt [74]. Die Verbundfestigkeit wird ebenfalls vom Lösungsmittel des benutzten Adhäsiv-Systems beeinflusst. Wenn als Lösungsmittel Wasser mit Alkohol verwendet wird, ist die Verbundfestigkeit höher als bei Adhäsiv-Systemen, bei denen

Aceton als Lösungsmittel angewendet wird. Erklärt wird dies damit, dass Wasser dem kollabierten Netzwerk von Kollagen erlaubt, wieder zu erweichen und sich aufzurichten. Das selbstätzende Adhäsiv-System Prompt L-Pop (3M Unitek, Landsberg, Deutschland) wird beispielsweise mit einem pH-Wert von unter 1 als stark aggressiv eingestuft, während Scotchbond Universal (3M Unitek, Landsberg, Deutschland) mit einem pH-Wert von 2,7 zu den milderen Adhäsiv-Systemen zählt.

In der allgemeinen Zahnmedizin ist die Effektivität von milden selbstätzenden Adhäsiv-Systemen bereits bewiesen worden [59]. Prothetische und konservierende Zahnversorgungen wurden erfolgreich mit Scotchbond Universal eingegliedert und erreichten gute Haftfestigkeitswerte [84,85]. In einigen Untersuchungen war der Einsatz von Scotchbond Universal darüberhinaus anderen selbstätzenden Adhäsiv-Systemen bezüglich der Haftfestigkeitswerte von zahnfarbenen Verblendungen an konfektionierten Milchzahnkronen überlegen [32]. Für die kieferorthopädische Anwendbarkeit von Scotchbond Universal existieren hingegen noch keine Studien.

Horiuchi et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass eine selektive Vorbehandlung des Schmelzes mit alternativen Säuren die Haftfestigkeit signifikant erhöhte und gleichzeitig zu geringeren Schmelzverlusten im Vergleich zu konventionellen Adhäsiv-Systemen führte [31].



**Abbildung 3: Elektronenmikroskopische Aufnahmen verschiedener Schmelzoberflächen. (A) Intakte Schmelzoberfläche. (B) Phosphorsäure. (C) Polyacrylsäure. (D) Citronensäure. (E) Ammonium Hexafluorosilikat. Quelle: [31].**

In Abbildung 3 (zur Veranschaulichung aus besagter Studie von Horiuchi et al. abgebildet) kann man sehen, dass die Schmelzoberflächen der Zähne, die mit alternativen Säuren behandelt wurden, eine Oberfläche ähnlich der unbehandelten Probe aufwiesen. Im Gegensatz dazu ist das deutlich tiefere Ätzmuster der Phosphorsäure gut abzugrenzen. Das flachere Ätzmuster von selbstkonditionierenden Adhäsiv-Systemen sorgt für eine verringerte Auflösung des Zahnschmelzes, was einen verminderten Verlust von Zahnhartsubstanz zur Folge hat [34].

### 1.3.2 Unterschiedliche Kunststoffe in der Kieferorthopädie

In der Kieferorthopädie werden auf Grund ihrer Materialeigenschaften und guten Haftwerte Kunststoffe (= „Komposite“) zur adhäsiven Befestigung von Brackets eingesetzt. Unter dem Begriff Komposit versteht man die Kombination von mindestens zwei chemischen Stoffen. Ein Komposit besteht aus einer organischen und einer anorganischen Komponente, es existieren Komposite auf Basis von Methylmetacrylat (MMA) und Dimethylacrylat (DMA). MMA-Systeme beinhalten zusätzlich das Polymerisationsprodukt Polymethylmetacrylat (PMMA) und sind vergleichbar mit denen zahnärztlicher Prothesenkunststoffe. Grundlegender Nachteil dieser MMA-Systeme ist, dass sie mehr Flüssigkeit absorbieren und somit weniger dimensionsstabil sind. DMA-Systeme sind die zurzeit am meisten verwendeten Komposite [19], da sie eine geringere Menge Wasser aufnehmen, dadurch weniger schrumpfen und höhere Festigkeitswerte erreichen.

Eine geringere Wärmeentwicklung und thermische Expansion sind weitere Gründe, weshalb bevorzugt DMA-Systeme genutzt werden.

Bekanntestes Dimethylacrylat ist das Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), das nach seinem Entwickler als Bowen-Monomer bezeichnet wird. In zahlreichen klinischen Studien wurde die Zuverlässigkeit der Bis-GMA Komposite bewiesen [9,40,41,67].

### 1.3.3 Haftverbund auf alternativen Oberflächen

Die konventionelle Adhäsivtechnik ist nicht in der Lage, eine ausreichende mikromechanische Retention auf Keramikoberflächen zu erzeugen [83]. Insbesondere aufgrund der starken Nachfrage in der Erwachsenenbehandlung müssen Behandler aber zunehmend Brackets auf alternativen Oberflächen (Goldkronen und Keramikronen) befestigen. Diese Oberflächen müssen dafür mechanisch und/oder chemisch vorbehandelt werden: Die mechanische Vorbehandlung kann mit einem Diamantbohrer [30] oder einem Sandstrahlgerät [68] durchgeführt werden. Die am häufigsten angewandte chemische Vorbehandlung erfolgt mit Flusssäure [72], die eine mikromechanische Retention auf Keramikoberflächen erzeugen kann [1]. Kommt Flusssäure jedoch mit der Haut oder Schleimhaut in Kontakt, kann es bereits bei niedrigen Konzentrationen von unter 5% zu deutlichen Rötungen und Brennschmerz kommen. Aufgrund seiner chemischen Zusammensetzung sollte Flusssäure daher nur mit großer Sorgfalt und unter Vermeidung von Hautkontakt eingesetzt werden [43] und eignet sich aufgrund der hohen Risiken nur bedingt für die tägliche Anwendung in der kieferorthopädischen Praxis.

## 1.4 Debonding

Während eine Kompositfüllung in der konservierenden Zahnheilkunde möglichst lange in situ verbleiben sollte, wird von einem kieferorthopädischen Adhäsiv eine zahnschonende Entfernbarekeit nach Behandlungsende gefordert ohne iatrogene Schäden wie Schmelzsprünge oder Schmelzausrisse [56]. Der Behandler kann die Brackets mechanisch mit Zangen, thermisch oder mit Ultraschall vom Zahnschmelz entfernen, wobei eine möglichst glatte Bruchfläche an der Schmelzoberfläche erzielt werden sollte, um den Arbeitsaufwand der Restadhäsiventfernung möglichst gering zu halten [57].

Die Adhäsivreste, welche nach der Haftfestigkeitsprüfung auf der Bracketbasis sowie auf der Zahnoberfläche verbleiben, werden üblicherweise mit dem „Adhesiv Remnant Index Score“ (ARI-Score) nach Artun und Bergland beurteilt [6]. Bei Beurteilung der Bruchstelle kann zwischen einem adhäsiven und kohäsiven Bruch unterschieden werden. Adhäsion ist das Vermögen einer Verbindung, über die Grenzfläche zweier Verbindender Stoffe Kräfte zu übertragen, daher ist ein adhäsiver Bruch auf das Versagen des Aneinanderheftens der Moleküle im Bereich der Grenzflächen unterschiedlicher Stoffe zurückzuführen. Die Kohäsion ist definiert als eine charakteristische Größe für die inneren Wechselwirkungen der einzelnen Bestandteile eines Verbundes, ein kohäsiver Bruch erfolgt durch das Versagen des inneren Zusammenhaltes der Moleküle eines Körpers. Der ARI-Score ermöglicht eine Aussage über die Qualität der Bruchstelle (siehe Tabelle 3).

**Tabelle 3: Einteilung des ARI (Adhesiv Remnant Index).**

<b>ARI-Score</b>	<b>Adhäsivrest</b>
0	0% Adhäsiv am Zahn bzw. 100% Adhäsiv am Bracket
1	Weniger als 50% Adhäsiv am Zahn bzw. mehr als 50% Adhäsiv am Bracket
2	Mehr als 50% Adhäsiv am Zahn bzw. weniger als 50% Adhäsiv am Bracket
3	100% Adhäsiv am Zahn bzw. 0% Adhäsiv am Bracket.
4	Schmelzausriss

Ein niedriger ARI-Score, birgt die Gefahr eines potenziellen Schmelzausrisses während des Debondings.

Ein hoher Wert beschreibt hingegen ein vermehrtes Restadhäsiv auf dem Zahn, welches mit einem Mehraufwand bei der Säuberung einhergeht.

### **1.5 Das ideale Adhäsiv-System**

Fasst man die Erkenntnisse aus den bisherigen Studien zusammen, sollte ein ideales Adhäsiv-System folgende Anforderungen erfüllen:

- Schnelle und einfache Handhabung
- Befestigung auf Zahnschmelz, Metall und Keramik (ohne die Notwendigkeit von Flusssäure oder sonstigen weiteren Hilfsmitteln)
- Ausreichende Haftkraft während der kieferorthopädischen Behandlung
- Einfaches Debonding ohne Schmelzausrisse



## 2. Fragestellung

Bis heute wurde kein Adhäsiv-System untersucht, welches alle diese Ansprüche erfüllt. Zur Erleichterung der täglichen Praxis bei einem stetig wachsendem Kollektiv erwachsener Patienten wäre insbesondere die Möglichkeit einer adhäsiven Befestigung auf Zahnschmelz, Metall und Keramik wünschenswert. Bevor man jedoch die Anwendbarkeit auf alternativen Oberflächen (Metall und Keramik) untersucht, muss dafür sichergestellt werden, das bereits auf Zahnschmelz eine ausreichende Haftkraft besteht, um innerhalb klinischer Studien nicht mit einer erhöhten Bracket-Verlustrate Probleme zu haben.

Ziel dieser in-vitro Studie war es daher herauszuarbeiten, ob das neu überarbeitete, selbststützende Adhäsiv-System Scotchbond Universal, das laut Herstellerangaben ein Bonding auf Metall und Keramik ermöglicht, ebenfalls eine ausreichende Haftfestigkeit auf Zahnschmelz bietet.

Insbesondere sollten dabei folgende Fragen beantwortet werden:

- Ist die Haftfestigkeit mit zwei in der Kieferorthopädie etablierten Adhäsiv-Systemen (Prompt L-Pop und Transbond XT) vergleichbar?
- und
- Unterscheiden sich die auftretenden Bruchstellen (ARI) der Systeme voneinander?

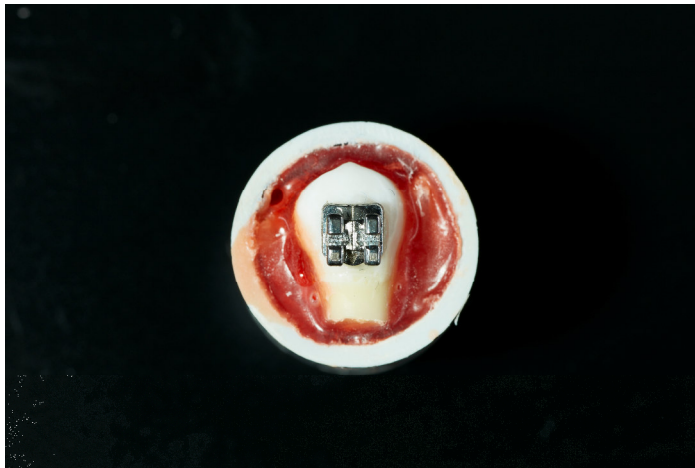
### 3. Material und Methode

#### 3.1 Herstellung der Prüfkörper

Für die Untersuchung wurden 60 aus allgemein-zahnmedizinischen Gründen extrahierte, humane (menschliche) Prämolaren verwendet. Die Zähne stammen aus zahnärztlichen Praxen und wurden eigens für diese Studie gesammelt, nachdem die Patienten über die Studie informiert und sich mit der wissenschaftlichen Nutzung der Zähne einverstanden erklärten. Unmittelbar nach der Extraktion wurden die Zähne mit einer weichen Zahnbürste unter fließendem Wasser von Blut und anhängendem Gewebe gereinigt. Die Reinigung und alle weiteren Vorbereitungen wurden vorsichtig durchgeführt, ohne Riefen und Kratzer zu erzeugen, welche den Zahnschmelz gegebenenfalls hätte negativ beeinflussen können. Nach der Reinigung wurden die Zähne in Analogie zu Vergleichsstudien [9,39,41] in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung bei Raumtemperatur (20 °C) gelagert. Die Lagerungsdauer bis zur Untersuchung betrug dabei weniger als sechs Monate.

Die zu prüfenden Zahnschmelzflächen waren mindestens doppelt so groß wie die Basisfläche der benutzten Brackets, ohne zahnärztliche Versorgung und wiesen einen intakten Zahnschmelz auf. Als Form für die Prüfkörper diente ein zylinderförmiges Kunststoff-Rohr mit einer Höhe von 20 mm und 16,5 mm im Durchmesser (zu sehen auf Abbildung 4). Um die Zähne im Prüfrohr fixieren zu können, wurden die Zahnwurzeln mit einer Diamanttrennscheibe „Superdiaflex G“ (Horico, Berlin, Deutschland) entfernt und in „Palavit G“ (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) eingebettet. Die Ausrichtung der Zahnkronen erfolgte mit ihren vestibulären Flächen parallel zum oberen Ende des Prüfrohrs. Die Prüfkörper wurden nach ihrer Herstellung erneut in 0,5%iger Chloramin-T-Lösung bis zur Prüfung gelagert. Am Vortag der Scherhaftfestigkeitsprüfung erfolgte die Reinigung der vestibulären Zahnflächen mit der fluoridfreien Polierpaste „Zircate Prophy Paste“ (Dentsply DeTrey, Konstanz, Deutschland) und einer rotierenden Bürste (Prophylaxebürste mit Nylonborsten, Meisinger, Deutschland) im Winkelstück bei niedriger Drehzahl für zehn Sekunden. Die

Bracketbasis wurde mit Alkohol gereinigt und getrocknet. Anschließend wurden die Brackets nach den jeweiligen Herstellerangaben adhäsiv auf den Zähnen befestigt (siehe Tabelle 4). Überschüssiges Komposit wurde vor der Polymerisation entfernt, damit die Fläche des adhäsiven Verbundes mit der Bracketbasis übereinstimmte, wobei insbesondere darauf geachtet wurde, die Position des Brackets nicht zu beeinflussen, da dies den Polymerisationsprozess stört und zu verminderten Haftwerten führen kann [67]. Vor der Scherhaftfestigkeitsprüfung lagerten die Prüfkörper für 24 Stunden in deionisiertem Wasser bei 37 °C.



**Abbildung 4: Prüfkörper, Ansicht von oben.**

### 3.2 Verwendete Brackets, Polymerisationslampe und Adhäsive

Wie in einer anderen Vergleichsstudie [9] wurden auch hier Stahlbrackets vom Typ „Discovery“ (Dentaurum GmbH Co. KG, Ispringen, Deutschland) für den Zahn 44 verwendet. Die durchschnittliche Kontaktfläche der Bracketbasis betrug 12,93 mm<sup>2</sup> (Quadratmillimeter).

Für das Aushärten der Proben wurde in dieser Studie, ebenfalls in Analogie zu anderen veröffentlichten Publikationen [18,77,78], die LED-Lampe „Elipar Freelight 2“ (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) verwendet.

Die 60 Prüfkörper wurden randomisiert in drei Versuchsgruppen zu jeweils 20 Prüfkörpern aufgeteilt (siehe Abbildung 5):

1. Transbond XT (3M Unitek, Landsberg, Deutschland)
2. Prompt L-Pop (3M Unitek, Landsberg, Deutschland)
3. Scotchbond Universal (3M Unitek, Landsberg, Deutschland)

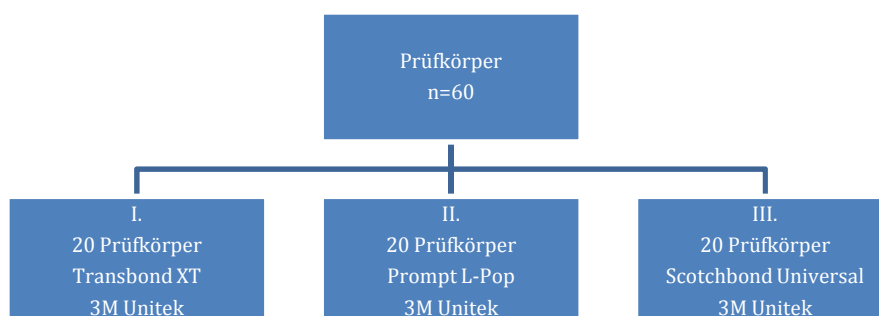


Abbildung 5: Organigramm über die Verteilung der Prüfkörper auf die Versuchsgruppen.

### 3.3 Klebprotokoll

Analog zur klinischen Vorgehensweise wurden die Zahnoberflächen vor der adhäsiven Befestigung mit den Brackets vorbehandelt. In Versuchsgruppe 1 wurden die Schmelzflächen der Prüfkörper mit 37%iger Phosphorsäure „Transbond XT Ätzgel“ (3M Unitek, Landsberg, Deutschland) für 20 Sekunden konditioniert. Im Anschluß wurden die Prüfkörper mit Wasser abgespült und sorgfältig mit trockener, ölfreier Luft getrocknet. Abschließend folgte die Applikation einer dünnen, gleichmässigen Primerschicht „Transbond XT Primer“ (3M Unitek, Landsberg, Deutschland) mit einem Pinsel und Lichthärtung für zehn Sekunden parallel zur Oberfläche im kleinstmöglichen Abstand zur Lichtquelle. Bei den selbstätzenden Adhäsiv-Systemen aus Gruppe 2 und 3 konnte auf eine selektive Konditionierung des Zahnschmelzes verzichtet werden. Die Adhäsiv-Systeme aus Versuchsgruppe 2 und 3 (Scotchbond Universal und Prompt L-Pop) wurden jeweils in ausreichender Menge auf die gesamte Schmelzoberfläche aufgetragen und 15 Sekunden mit einer Microbrush einmassiert, danach vorsichtig verblasen um einen dünnen Film zu produzieren. Zum Schluß wurden die Adhäsiv-Systeme wie in Versuchsgruppe 1 für zehn Sekunden lichtgehärtet.

Das verwendete Klebprotokoll der drei Versuchsgruppen kann Tabelle 4 entnommen werden.

Nach der chemischen Vorbehandlung der Schmelzflächen erfolgte in allen drei Versuchsgruppen das Aufbringen des Komposits Transbond XT (3M Unitek, Landsberg, Deutschland) auf die Bracketbasis und die nachfolgende Positionierung auf der Zahnoberfläche.

Vor der Polymerisation mit der LED-Lampe „Elipar Freelight 2“ im Wellenlängenbereich von 400 nm (Nanometer) bis 515 nm wurden die Brackets mit Hilfe einer „Correx-Waage“ (Haag-Streit, Bern, Schweiz), in Anlehnung an die Vorgehensweise von Bishara et al., unter einem Druck von circa 3 N (Newton) angepresst [7]. Damit sollte gewährleistet werden, dass zwischen Zahnoberfläche und Bracketbasis eine gleichmässig dicke Adhäsivschicht entsteht (siehe Abbildung 6). Die Polymerisationszeit betrug 20 Sekunden, 10

Sekunden von Mesial („zur Zahnbogenmitte hin“) und 10 Sekunden von Distal („von der Zahnbogenmitte abgewandt“).

Tabelle 4: Klebprotokoll der drei Versuchsgruppen.

Gruppe	Selektive Konditionierung (37 % Phosphorsäure)	Primer	Komposit	Lichthärtung (Zeit)
Gruppe 1	Für 20 Sekunden	Transbond XT, 3M Unitek	Transbond XT, 3M Unitek	20 Sekunden
Gruppe 2	Keine	Prompt L-Pop, 3M Unitek	Transbond XT, 3M Unitek	20 Sekunden
Gruppe 3	Keine	Scotchbond Universal, 3M Unitek	Transbond XT, 3M Unitek	20 Sekunden

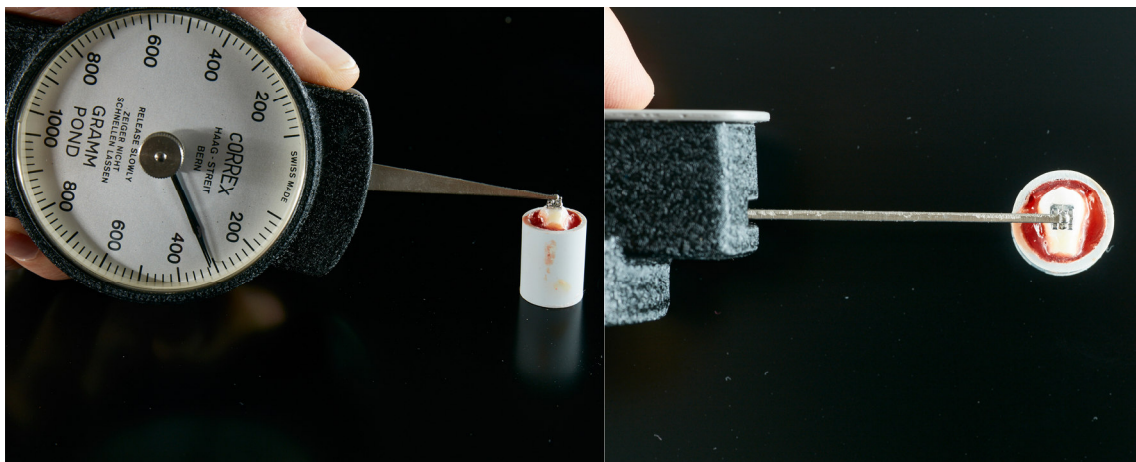


Abbildung 6: Kraftapplikation auf das Bracket mittels einer Correx-Waage.

### 3.4 Scherhaftfestigkeitsprüfung des Verbundes Bracket-Adhäsiv

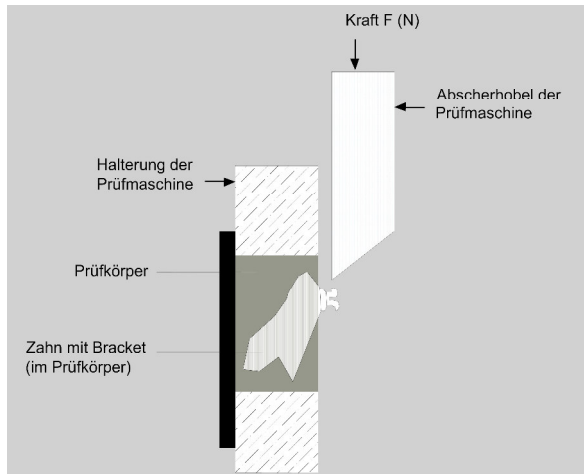
Die Scherhaftfestigkeitsprüfung wurde mit einer computergesteuerten, hydraulischen Prüfvorrichtung „Zwick 1120.25“ (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) in der kieferorthopädischen Abteilung der Phillips-Universität Marburg durchgeführt. Während der Vorlast bis hin zum Bruch wurde die Reaktion der Prüfkörper in jeder Phase automatisch gemessen und dokumentiert. Die Materialprüfmaschine wurde über einen Windows-Computer mit der Prüfsoftware „testXpert II“ (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) gesteuert.

Die Prüfkörper wurden so in die Prüfmaschine eingespannt, dass die zu prüfende Verbundfläche lotgerecht in den stationären Schraubstock der Prüfmaschine fixiert werden konnte (siehe Abbildung 7).



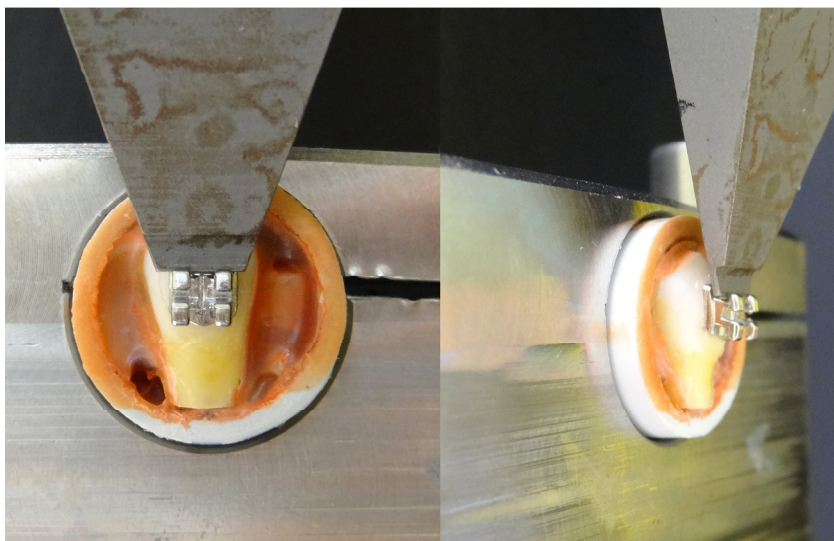
Abbildung 7: Materialprüfmaschine Zwick 1120.25.

Die Positionierung gewährleistete, dass der mobile Abscherhobel rechtwinklig zur Bracketbasis mit einer Prüfgeschwindigkeit von 1 mm pro Minute in Richtung der Verbundfläche abgesenkt werden konnte. Eine schematische Darstellung der Prüfeinheit gibt Abbildung 8.



**Abbildung 8: Schematische Darstellung der Prüfeinheit. Erstellt mit AutoCAD Architecture 2014.**

Um eine Abscherung direkt an der Bracketbasis zu gewährleisten, wurde der Abscherhobel in der initialen Phase der Untersuchung manuell so nah wie möglich an die Verbundfläche Zahn/Bracket positioniert (zu sehen auf Abbildung 9). Zu jeder Prüfung wurde ein Kraft-Weg-Diagramm erstellt.



**Abbildung 9: Positionierung des Abscherhebels am Bracket. Links: Ansicht frontal. Rechts: Ansicht lateral.**



### 3.5 Analyse der Bruchstellen

Die Prüfkörper besitzen in ihrem Prüfbereich zwei Grenzflächen, die mit Hilfe von polymerisiertem Komposit verbunden sind. Die Bruchfläche wurde unter dem Mikroskop „Leica M420“ (Leitz, Wetzlar, Deutschland) bei zehnfacher Vergrößerung beurteilt. Es wurde unterschieden, an welchen Grenzflächen (Bracket-Adhäsiv oder Adhäsiv-Zahnschmelz) der Bruch erfolgte. Nach der Untersuchung wurde der prozentuale Anteil des auf dem Zahnschmelz verbliebenen Adhäsivrestes geschätzt. War der auf dem Zahnschmelz verbliebene Adhäsivrest größer oder gleich 50%, wurde die zugehörige Scherhaftfestigkeit der Grenzfläche Bracket-Adhäsiv zugeschrieben. Betrug umgekehrt der auf dem Zahnschmelz verblieben Adhäsivrest weniger als 50%, bezog sich die dazugehörige Scherhaftfestigkeit auf die Grenzfläche Adhäsiv-Zahnschmelz. Die Haftfestigkeit an der Zahnhartsubstanz entsteht durch die mechanische Retention an der Oberfläche, welche in den Versuchsreihen durch eine Konditionierung vergrößert wurde. Auf der Bracketseite erfolgt die mechanische Retention durch die Basis. Übersteigt die Scherkraft die Haftkraft an einer der beiden Grenzflächen im Verbund, so kommt es zum Bruch, der visuell beurteilt und nach dem ARI-Score klassifiziert werden kann (siehe Abbildung 10).

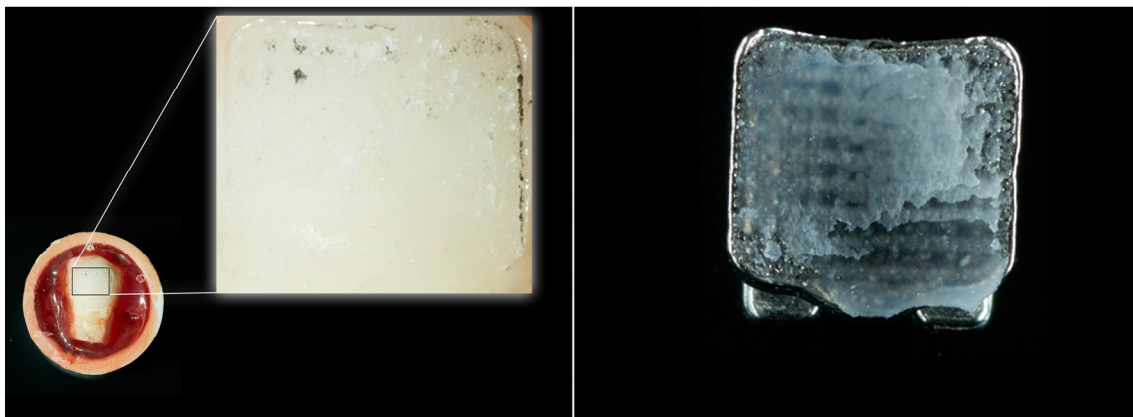


Abbildung 10: Restadhäsiv am Zahn links, Restadhäsiv am Bracket rechts.

### 3.6 Statistische Methoden

Das Prüfgerät zeigt die gemessenen Haftfestigkeitswerte in N an.

Um die Haftkraft zu bestimmen, wurden die resultierenden Kräfte in N abgelesen und nach folgender Formel umgerechnet [82]:

$$R(\text{N/mm}^2) = F(\text{N})/A(\text{mm}^2),$$

wobei R= Scherhaftfestigkeit, F= Kraft und A= Querschnitt der Verbundfläche.

Die statistische Auswertung erfolgte nach dieser Umrechnung mit dem Programm „SPSS 21.0.0“ (IBM, Chicago, USA) für Mac.

Alle Messparameter wurden anhand des Shapiro-Wilk-Test und grafischer Auswertung auf Normalverteilung überprüft. Bei signifikanter Abweichung von einer Normalverteilung wurden im Anschluss nichtparametrische Testverfahren angewandt, ansonsten kamen parametrische Tests zum Einsatz. Die Häufigkeitsverteilungen der Scherhaftfestigkeitswerte wurden in Form von Boxplot-Diagrammen dargestellt. Das Signifikanzniveau wurde für alle Analyseverfahren auf  $p \leq 0,05$  festgelegt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Scherhaftfestigkeit

Um die Scherhaftfestigkeit der geprüften Adhäsiv-Systeme deskriptiv miteinander vergleichen zu können, wurden Mittelwert, Standardabweichung sowie minimal und maximal ermittelte Werte in Tabelle 5 zusammengefasst.

Tabelle 5: Deskriptive Statistik zu den Haftfestigkeitswerten des Bracket-Adhäsiv-Verbundes.

Adhäsiv-System	Parameter	N	Minima	Maxima	Mittelwert	Standard Abweichung
Transbond XT	MPa	20	9,91	24,24	15,4905	3,28037
Prompt L-Pop	MPa	20	,65	25,33	13,8900	4,94659
Scotchbond Universal	MPa	20	8,76	19,33	14,3530	3,55640

Die höchsten Scherhaftfestigkeitswerte (Mittelwerte) erzielte Versuchsgruppe 1 mit Transbond XT (15,49 N/mm<sup>2</sup>). Die niedrigsten Mittelwerte wurden bei Versuchsgruppe 2 mit Prompt L-Pop ermittelt (13,89 N/mm<sup>2</sup>).

Wie aus Tabelle 5 ersichtlich wird, hat Prompt L-Pop den höchsten Scherhaftfestigkeitseinzelswert erreicht (25,33 N/mm<sup>2</sup>), gefolgt von Transbond XT (24,24 N/mm<sup>2</sup>) und Scotchbond Universal (19,33 N/mm<sup>2</sup>).

Um die Verteilung der Scherhaftfestigkeit der verschiedenen Adhäsiv-Systeme zwischen Maximal- und Minimalwert darzustellen, wurden der Median, die zwei Perzentile und die beiden Extremwerte in Form eines Boxplot-Diagrammes grafisch zusammengefasst (siehe Abbildung 11).

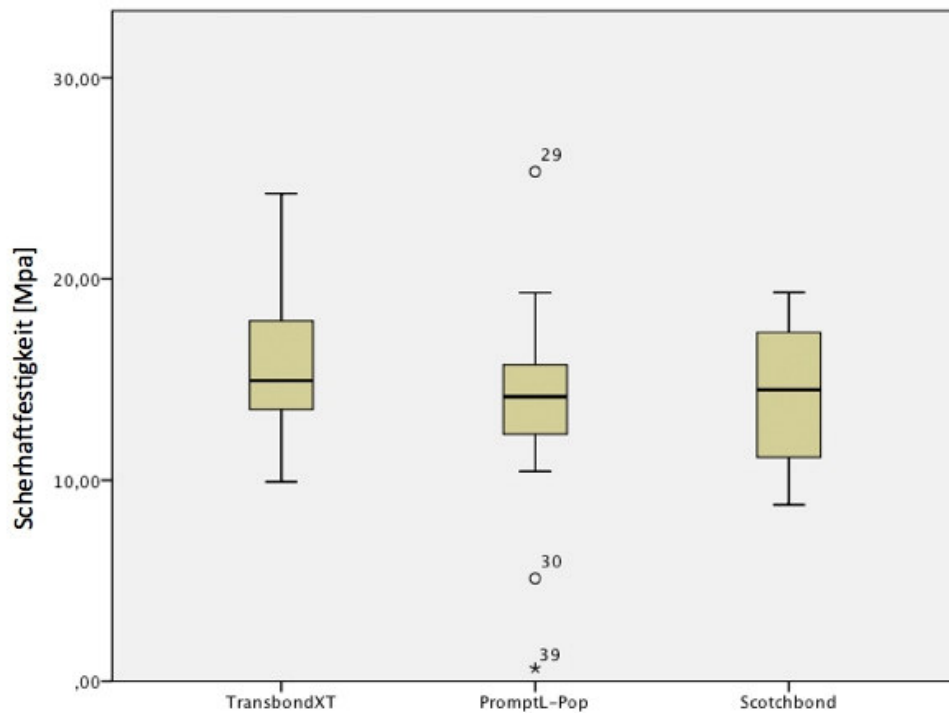


Abbildung 11: Boxplot Darstellung der Scherhaftfestigkeit (Y-Achse).

Der Kruskal-Wallis Test zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Versuchsgruppen ( $p > 0,48$ , siehe Tabelle 6).

Tabelle 6: Der Kruskal-Wallis Test.

Kruskal-Wallis Test		
	N	MPa
Chi-Square	1,324	1,432
df	2	2
Asymp. Sig.	0,516	0,489

Die grafische Darstellung der Kaplan-Meier-Kurve (siehe Abbildung 12) veranschaulicht, dass bei etwa 80% der Proben der Haftverbund in einem Bereich zwischen 10 und 17,5 MPa lag.

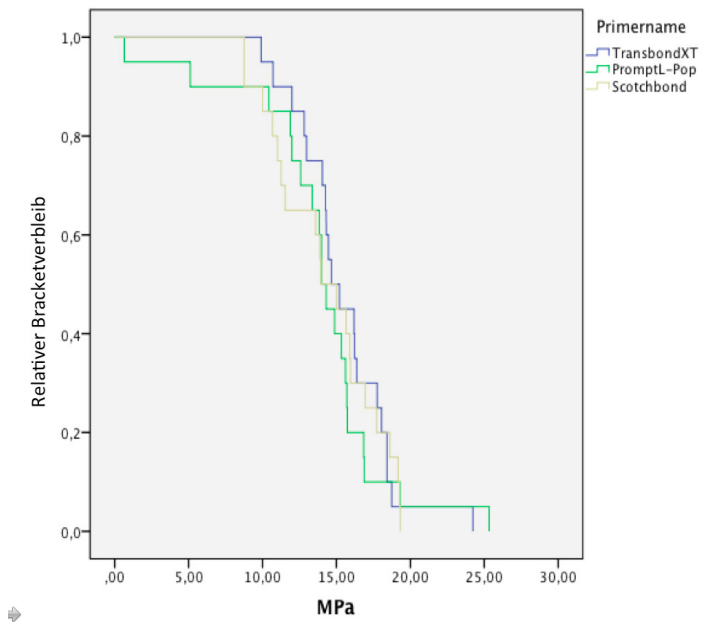


Abbildung 12: Auch die Kaplan-Meier-Kurve zeigt eine ähnliche Haftkraft zwischen den untersuchten Primern.

Der Log-rank-Test zeigte, dass sich die Haftwerte der verschiedenen Adhäsiv-Systeme nicht signifikant voneinander unterscheiden ( $p > 0,82$ , siehe Tabelle 7).

Tabelle 7: Der Log-rank-Test.

	Chi-Quadrat	Freiheitsgrade	Sig.
<b>Log Rank</b>	,392	2	,822

## 4.2 Bruchstellenanalyse

Nach mikroskopischer Untersuchung der Bruchflächen wurden die Prüfkörper bewertet und ihrem ARI-Score zugeordnet. Tabelle 8 zeigt die Häufigkeitsverteilung des Adhesiv Remnant Index (ARI).

Tabelle 8: Die Häufigkeitsverteilung des Adhesiv Remnant Index (ARI).

<b>Adhäsiv-System</b>	<b>ARI-Score 0</b>	<b>ARI-Score 1</b>	<b>ARI-Score 2</b>	<b>ARI-Score 3</b>
Transbond XT	14	3	3	0
Prompt L-Pop	17	2	1	0
Scotchbond Universal	13	6	1	0

Beim Verbund Bracket-Transbond XT hatten 70% der Prüfkörper einen ARI-Score von 0, was bedeutet, dass 100% des Adhäsives nach dem Abscherversuch an der Bracketbasis verblieben war. 15% der Proben hatten einen ARI-Score 1, 5% ARI-Score 2 und 0% einen ARI-Score 3.

Die ARI-Scores von Transbond XT und Prompt L-Pop zeigen eine ähnliche Häufigkeitsverteilung über die verschiedenen ARI-Score-Gruppen. Bei Scotchbond Universal ist der Anteil ARI-Score 0 um circa 20% niedriger als bei Transbond XT und Prompt L-Pop, der Anteil ARI-Score 1 hingegen circa 20% höher. Eine Übersicht über die Ergebnisse gibt Tabelle 9.

Tabelle 9: Die Ränge des ARI.

<b>ARI</b>	<b>Adhäsiv-System</b>	<b>N</b>	<b>Mittlerer Rang</b>
	Transbond XT	20	31,95
	Prompt L-Pop	20	27,03
	Scotchbond Universal	20	32,53
	Gesamt	60	

Der Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass es auch beim ARI-Score keine signifikanten Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen gab ( $p > 0,36$ ).

**Tabelle 10: Die Statistik für den Kruskal-Wallis-Test.**

	<b>ARI</b>
<b>Chi-Quadrat</b>	2,001
<b>Df</b>	2
<b>Asymptotische Signifikanz</b>	,368

## 5. Diskussion

### 5.1 Diskussion der Ergebnisse

#### 5.1.1 Haftfestigkeit der Adhäsiv-Systeme

In Übereinstimmung mit anderen Studien [5,8,35,41,79] wurde das Adhäsiv-System Transbond XT als Vergleich herangezogen, da es als Goldstandard in der Kieferorthopädie gilt [2]. In dieser Studie wurde für Transbond XT ein mittlerer Haftwert von 15,49 N/mm<sup>2</sup> ermittelt, welcher exakt mit dem in der Literatur publizierten Wert übereinstimmt [73]. Das zweite in dieser Haftfestigkeitsprüfung untersuchte Adhäsiv-System war Prompt L-Pop. Es war ebenfalls wie Transbond XT Gegenstand vieler Untersuchungen [15,40].

Der errechnete mittlere Haftwert für Prompt L-Pop betrug 13,89 MPa, was einem um 1,6 MPa niedrigeren Mittelwert als Transbond XT entspricht und sich in einem vergleichbaren Rahmen wie in anderen Studien bewegt [14]. Obgleich Scotchbond Universal aufgrund seiner Eigenschaften als MDP-Adhäsiv vermutlich noch universeller einsetzbar wäre als Prompt L-Pop, sind bis heute keine Studien publiziert worden, welche dessen Haftkraft bei Brackets auf humanen Zahnschmelz untersuchten. Der in unseren Ergebnissen errechnete Mittelwert für Scotchbond Universal betrug 14,35 MPa und war damit vergleichbar mit den beiden anderen untersuchten Adhäsiv-Systemen. Alle drei geprüften Adhäsiv-Systeme erreichten somit die von Reynolds geforderten Haftfestigkeitswerte von mindestens 6-8 MPa [58].

Insbesondere Scotchbond Universal vermag jedoch möglicherweise die tägliche klinische Anwendung erleichtern weil es ohne zusätzliche Hilfsmittel auch ein kieferorthopädisches Bonding auf Zahnschmelz, Keramik- und Metallkronen ermöglicht, da es in seiner chemischen Grundstruktur 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (MDP) enthält [62]. Das könnte die Voraussetzung schaffen, Brackets ohne den Gebrauch von Flusssäure adhäsiv auf Keramikversorgungen zu befestigen. Die Vermeidung von Flusssäure würde das Risiko eines medizinischen Behandlungsunfalls ausschließen.



### 5.1.2 Kritische Betrachtung unterschiedlicher Adhäsiv-Systeme

Selbstätzende Primer entfernen die Schmierschicht unvollständig und verhindern so eine vollständige Infiltration des Adhäsives in die Dentintubuli. Das erklärt die geringere Inzidenz von postoperativen Hypersensibilitäten an behandelten Zähnen [50]. Da kieferorthopädische Brackets im Regelfall am Zahnschmelz befestigt werden, ist dieser Vorteil für die Anwendung in der Kieferorthopädie jedoch zu vernachlässigen. Von Vorteil ist die mögliche Anwendung im feuchten Milieu durch die Wasserkomponente im selbstätzenden Primer. Hydrophile Adhäsiv-Systeme sind in der Lage, Feuchtigkeit von der Schmelzoberfläche zu verdrängen, damit das Adhäsiv ungehindert den konditionierten Schmelz penetrieren kann [39]. Daher ist im Gegensatz zu konventionellen Adhäsiv-Systemen keine absolute Trockenlegung notwendig. Dieser Vorteil wird vor allem bei der adhäsiven Befestigung von Brackets bei subtotaler Trockenlegung deutlich, da hier mit erhöhtem Auftreten von Feuchtigkeit zu rechnen ist, was sich grundsätzlich negativ auf den Haftverbund auswirkt [51,53]. Die geringere Anfälligkeit gegenüber Feuchtigkeit bei der adhäsiven Befestigung könnte das Bonden der zweiten Molaren, unteren Prämolaren sowie freigelegten Zähnen erleichtern, da die Schmelzoberfläche öfter von Speichel oder sogar Blut kontaminiert ist und bei Einfluss von Speichel selbstkonditionierende Adhäsiv-Systeme bessere Haftfestigkeitswerte als konventionelle Adhäsiv-Systeme zeigen [49,64].

### 5.1.3 Kritische Analyse des Bruchmodus (ARI-Score)

Der ARI-Score wurde in unserer Studie in Analogie zu publizierten Vergleichstudien [4,13,16] visuell beurteilt.

Die Auswertung des Adhesiv Remnant Index ergab eine homogene Verteilung der drei untersuchten Adhäsiv-Systeme über alle ARI-Scores.

Scotchbond Universal erzielte eine Verschiebung von 20% der Häufigkeitsverteilung von ARI-Score 0 zu ARI-Score 1. In der Praxis ist die

Verschiebung der Häufigkeitsverteilung mit einem Mehraufwand der Adhäsiventfernung beim Debonding verbunden, verringert jedoch auch die Gefahr von potenziellen Schmelzausrisen.

Die Beurteilung des Bruchverhaltens zeigt die Schwachstelle der Verbundfläche und gibt Aufschluss über Verbesserungen des Haftverbundes.

## 5.2 Diskussion der Methodik

Abscherversuche sind eine anerkannte Methode, um die Haftfestigkeit zu ermitteln, bei der ein adhäsiver Verbund versagt [54,70,71]. In-vitro-Testverfahren der Haftfestigkeit des Zahn-Adhäsiv-Bracket-Verbundes sind in der Zahnmedizin von großer Bedeutung für die Wahl der idealen Verbund-Kombination, da die Bracketablösung während der kieferorthopädischen Behandlung eine unerwünschte Komplikation darstellt und die Haftfestigkeitswerte eines wiederbefestigten Brackets unter denen von initial befestigten Brackets liegen [17] und die Behandlungskosten steigern. Zielführend ist es daher, eine möglichst zuverlässige und stabile Verbindung zwischen Zahnschmelz und Bracket herzustellen. In dieser Studie wurden 20 Zähne pro Versuchsgruppe untersucht, was den gängigen Empfehlungen für eine solche Versuchsreihe entspricht [25].

Es gibt zahlreiche Prüfparameter, die einen Einfluss auf die in-vitro Haftfestigkeitswerte haben, wie z. B. Adhäsivart, Materialeigenschaften der Bracketbasis, Lagerung der Prüfkörper, Abschergeschwindigkeit der Prüfmaschine und das Zahnmaterial. Die Großzahl dieser Parameter erschwerte den Vergleich der erzielten Werte in früheren Arbeiten untereinander [22]. In einer systematischen Übersichtsarbeit und Meta-Analyse von 121 Studien erörterten Finnema et al. im Jahre 2010, welchen Einfluss unterschiedliche Versuchsbedingungen auf die erzielten Ergebnisse haben können. Sie demonstrierten, dass drei experimentelle Bedingungen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse der Abscherversuche haben. Die Wasserlagerung der Prüfkörper verringerte die Haftkraft im Durchschnitt um 10,7 MPa. Ebenfalls konnte dargestellt werden, dass jede weitere Sekunde der Lichthärtung und die Erhöhung der Abschergeschwindigkeit um einen Millimeter pro Sekunde die Abscherfestigkeit um 0,077 bzw. 1,3 MPa erhöhte [24]. Um vergleichbare Werte zu erzielen, erließ das Deutsche Institut für Normung im Mai 2009 die DIN 13990 „Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente“, welches wir in dieser Studie eingehalten haben.

Grundsätzlich gilt, dass Ergebnisse, welche aus in-vitro Versuchen gewonnen werden, niemals exakt mit denen von in-vivo Situationen vergleichbar sind, da anwendungsempfindliche Substrate und die Komplexität ihres Zusammenwirkens fehleranfällig sind und eine Standardisierung nie vollständig zu verwirklichen ist [56]. Gleichwohl können die Ergebnisse aus in-vitro Untersuchungen wichtige Hinweise für in-vivo Situationen erbringen und haben dadurch einen maßgebenden Wert für die Praxis und den klinischen Einsatz.

Bereits die Auswahl des Prüfkörpers hat einen immanenten Einfluss auf die späteren Testergebnisse. Aufgrund der erzielten Fortschritte in der präventiven und konservierenden Zahnmedizin ist es zunehmend schwerer, geeignetes humanes Substrat in ausreichender Quantität und hoher Qualität zu beschaffen [45,60]. Als Substituent werden daher häufig bovine Zähne (Rinderzähne) verwendet. Es wurde jedoch gezeigt, dass boviner Zahnschmelz poröser als humaner Zahnschmelz ist. Er weist dünnere Kristalle auf und besitzt zudem eine andersartige interprismatische Struktur und Mineralgehalt [75,80].

Nach Laurance-Young et al. sind Versuche an humanen Zähnen am geeignetsten [42], weshalb in dieser Studie auch humaner Zahnschmelz verwendet wurde.

Bei in-vitro-Studien besteht bereits in der initialen Phase des Versuchsaufbaues die Gefahr von Ergebnisverfälschungen. Chloramin-T ist ein kräftiges Oxidationsmittel, gilt als nicht schmelzverändernd und wird aufgrund seiner hohen bakteriziden Wirkung zur Aufbewahrung und Konservierung extrahierter Zähne genutzt. Jaffer et al. untersuchten in einer Studie von 2009 den Einfluss von sechs Aufbewahrungsmedien auf die späteren Haftfestigkeitswerte. Während Leitungswasser, isotonische Salzlösung und Chloramin-T vergleichbare Haftfestigkeitswerte hervorriefen, verringerten sie sich bei der Trockenlagerung und Aufbewahrung in Ethanol und erhöhten sich sogar bei Formalin [36].

Um einheitliche Prüfkörper zu erhalten, ist bereits die Bracketapplikation ein wichtiger Teilschritt, da der Druck mit dem das Bracket aufgesetzt wird die spätere Dicke der Adhäsivschicht bestimmt. Damit vergleichbare Versuchsbedingungen geschaffen werden können, wurde das Aufsetzen der

Brackets standardisiert. Alle Prüfkörper wurden von einer Person an einem Tag angefertigt und die Brackets in Anlehnung an die Vorgehensweise von Bishara et al. [7] mit einem definierten Druck angepresst, wodurch gewährleistet werden sollte, dass zwischen Zahnoberfläche und Bracketbasis eine homogene Adhäsivschicht entsteht und der Abscherhobel stets im gleichen Abstand Zahn/Bracket angreifen konnte. Eine zu dicke Adhäsivschicht als Folge eines zu niedrigen Anpressdruckes während der Bracketapplikation, hätte womöglich zu verringerten Verbundfestigkeiten geführt– erklärt werden kann dies durch eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung und Materialinhomogenitäten [23]. Eine zu geringe Schichtdicke hingegen behindert den Lichtzutritt, um das Adhäsiv optimal auszuhärten [65].

Das Emissionsspektrum des in dieser Untersuchung benutzten Lichthärtegerätes, war auf das Absorptionsverhalten der getesteten Adhäsive abgestimmt. Bereits 1992 zeigten Lutz et al., dass mit zunehmendem Abstand des Lichtleiters vom Adhäsiv ein deutlicher Intensitätsabfall des Polymerisationsgerätes zu erwarten ist [47].

Damit ein vergleichbarer Aushärtungsgrad der Prüfkörper gewährleistet werden konnte, wurde auch die Polymerisation standardisiert. Der Lichtleiter wurde immer in den kleinstmöglichen Abstand zur Verbundfläche gebracht.

### **5.3 Klinische Schlussfolgerungen dieser Studie**

In der vorliegenden Studie konnte Scotchbond Universal Haftfestigkeitswerte erreichen, welche für die klinische Befestigung von Brackets auf humanen Zahnschmelz ausreichend sind. Im Vergleich zum Goldstandard (Transbond XT) und zum Marktführer selbstätzender Adhäsive (Prompt L-Pop) unterschieden sich die Haftfestigkeitswerte nicht signifikant.

Im Gegensatz zu anderen selbstätzenden Systemen scheint Scotchbond Universal außerdem aufgrund seiner chemischen MDP-Struktur den zusätzlichen Vorteil zu besitzen, auch auf alternativen Oberflächen (Keramik/Metall), ohne chemische Vorbehandlung Bindungen eingehen zu können [62].

Ob Scotchbond Universal tatsächlich eine ausreichende Haftkraft auf Metall- und Keramikoberflächen bietet, sollte Bestandteil zukünftiger klinischer Studien sein. Die Grundvoraussetzung dafür, der Nachweis einer für kieferorthopädische Zwecke ausreichenden Haftkraft auf Zahnschmelz, wurde in unserer Studie geschaffen.

## 6. Zusammenfassung

Abscherversuche an Brackets stellen eine wissenschaftlich etablierte Methodik zur Evaluation von Haftfestigkeitswerten unterschiedlicher Adhäsiv-Systeme in der Kieferorthopädie dar. In einigen Untersuchungen wurden bereits die Vorteile selbststützender Adhäsiv-Systeme für die kieferorthopädische Anwendung herausgearbeitet. Das selbststützende Adhäsiv-System Scotchbond Universal vereint diese Vorteile mit dem Vorzug, Bindungen an nicht Schmelzoberflächen ohne zusätzliche chemische Vorbehandlung eingehen zu können. In der allgemeinen Zahnheilkunde wurde Scotchbond Universal bereits erfolgreich für die adhäsive Befestigung auf alternativen Oberflächen eingesetzt. Bevor man die kieferorthopädische Anwendbarkeit auf diesen Oberflächen untersucht, sollte sichergestellt werden, dass bereits auf humanem Zahnschmelz eine ausreichende Haftkraft besteht.

Ziel dieser in-vitro-Studie war es daher, die Haftfestigkeit von Scotchbond Universal mit dem Marktführer selbststützender Adhäsiv-Systeme Prompt L-Pop und dem als Goldstandard geltenden konventionell ätzenden Adhäsiv-System Transbond XT zu vergleichen.

Es wurden insgesamt 60 humane Prämolaren untersucht, die zuvor randomisiert auf drei Versuchsgruppen verteilt wurden. Die standardisierte Untersuchung der Proben wurde mit einer computergesteuerten Prüfmaschine „Zwick 1120.25“ (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland) durchgeführt.

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm „SPSS 21.0.0“ (IBM, Chicago, USA) für Mac.

Für alle drei Adhäsiv-Systeme wurden in dieser Studie Haftfestigkeitswerte nachgewiesen, welche für die Befestigung von Brackets auf humanem Zahnschmelz als klinisch ausreichend gelten.

Den höchsten Haftfestigkeitswert erzielte Prompt L-Pop mit 25,33 MPa. Der höchste Mittelwert wurde mit 15,49 MPa für Transbond XT errechnet. Die

Auswertung der Scherhaftfestigkeitsprüfung zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Versuchsgruppen.

Die Ergebnisse des Adhesiv Remnant Index wiesen ebenfalls keine signifikanten Unterschiede bezüglich des Bruchverhaltens der drei Adhäsiv-Systeme auf.

Den Ergebnissen zu Folge ist die klinische Anwendung von Scotchbond Universal für die adhäsive Befestigung von Metallbrackets auf humanem Zahnschmelz empfehlenswert. Scotchbond Universal enthält das Monomer MDP, was laut Herstellerangaben Bindungen zu nicht Schmelzoberflächen ohne weitere chemische Vorbehandlung eingehen kann. Die Untersuchung der Haftfestigkeit auf alternativen Oberflächen sollte Bestandteil zukünftiger Studien sein. Der Nachweis einer ausreichenden Haftkraft auf humanem Zahnschmelz wurde in dieser Studie erbracht.



## Summary:

Comparison of shear bond strength with orthodontic brackets is a common way to determine bonding failure of different bonding agents.

The aim of this study was to evaluate the shear bond strength of the self-etching agent Scotchbond Universal and compare it with two established bonding agents (Transbond XT, Prompt L-Pop) of clinical orthodontic.

A total of sixty extracted human premolars were used in this Study. The teeth were randomly divided into three groups.

The shear bond strength was measured using a testing machine „Zwick 1120.25“ (Fa. Zwick, Ulm, Deutschland). The statistical evaluation was done with the programm „SPSS 21.0.0“ (IBM, Chicago, USA) for Mac.

The results validate that the shear bond strength is sufficiently strong enough for clinical use. The highest shear bond strength score was reached by Prompt L-Pop with 25,33 MPa. Transbond XT produced the highest mean bond strength of 15,49 MPa. Analysis of the Shear bond strength indicated a normal deviation and no differences in mean bond strength. The results of the Adhesiv Remnant Index show no significant difference regarding the fracture behaviour of all three bonding agents.

In consideration of the results, the use of Scotchbond Universal for bonding metalbrackets to human enamel is advisable. Scotchbond Universal contains the monomer MDP and according to the manufacturer is able to bond on metal or ceramic surfaces without further pretreatment.

A follow up study is recommended to evaluate the potential of Scotchbond Universal on preserving treated tooth and prosthetic restorations. Such a study would further investigate, whether the shear bond strength is comparable to

bonding agents which need additional chemical pretreatment of ceramic or metal surfaces.

## 7. Literaturverzeichnis

1. Abu Alhaija, E. S., Al-Wahadni, A. M. *Shear bond strength of orthodontic brackets bonded to different ceramic surfaces*. Eur J Orthod, 2007. 29:386-389.
2. Akhavan A., Sodagar, A., Mojtahedzadeh, F., et al. *Investigating the effect of incorporating nanosilver/nanohydroxyapatite particles on the shear bond strength of orthodontic adhesives*. Acta Odontol Scand, 2013. 71:1038-1042.
3. Akin-Nergiz, N., Nergiz, I., Behlfelt, K., et al. *Shear bond strength of a new polycarbonate bracket—an in vitro study with 14 adhesives*. Eur J Orthod, 1996. 18:295-301.
4. Alawi, S., Birang, R., Hajizadeh, F. *Shear bond strength of orthodontic brackets after acid-etched and erbium-doped yttrium aluminum garnet laser-etched*. Dent Res J, 2014. 11:321-326.
5. Amm, E. W., Hardan, L. S., BouSerhal, J. P., et al. *Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and preconditioned human enamel*. J Orofac Orthop, 2008. 69:383-392.
6. Artun, J., Bergland, S. *Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment*. Am J Orthod, 1984. 85:333-340.
7. Bishara, S. E., von Wald, L., Laffoon, J. F., et al. *Effect of a self-etch primer/adhesive on the shear bond strength of orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2001. 119:621-624.
8. Bishara, S. E., Ajlouni, R., Soliman, M. M., et al. *Evaluation of a new nano-filled restorative material for bonding orthodontic brackets*. World J Orthod, 2007. 8:8-12.
9. Blocher S., Frankenberger R., Hellak A., et al. *Effect on enamel shear bond strength of adding microsilver and nanosilver particles to the primer of an orthodontic adhesive*. BMC Oral Health, 2015. 15:42

10. Braly, A., Darnell, L. A., Mann, A. B., et al. *The effect of prism orientation on the indentation testing of human molar enamel*. Arch Oral Biol, 2007. 9:856-860.
11. Brantley, W. A., Eliades, T. *Orthodontic Material, Scientific and Clinical Aspects*. Stuttgart: Thieme Verlag, 2001. Kapitel 5:105-120.
12. Buonocore, M. G. *A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface*. J Dent Res, 1955. 34:849-853.
13. Buyuk, S. K., Cantekin, K., Demirbuga, S., et al. *Are the low-shrinking composites suitable for orthodontic bracket bonding?* Eur J Dent, 2013. 7:284-288.
14. Cal-Neto, J. P., Carvalho, F., Almeida, R. C., et al. *Evaluation of a new self-etching primer on bracket strength in vitro*. Angle Orthod, 2006. 76:466-469.
15. Cehreli, Z. C., Kecik, D., Kocadereli, I. *Effects of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2005. 127:573-579.
16. Charles, A., Senkutvan, R., Ramya, R. S., et al. *Evaluation of shear bond strength with different enamel pretreatments: an in vitro study*. Indian J Dent Res, 2014. 25:470-474.
17. Choo, S. C., Ireland, A. J., Sheriff, M. *An in vitro investigation into the use of resin-modified glass poly(alkenoate) cements as orthodontic bonding agents*. Eur J Orthod, 2001. 23:243-252.
18. Cörekci B., Malkoc S., Öztürk B., et al. *Polymerisation capacity of orthodontic composites analyzed by Fourier transform infrared spectroscopy*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2011. 139:299-304.
19. Crow, V. *Ex vivo shear bond strength of fiberglass reinforced esthetic brackets*. Br J Orthod, 1995. 22:225-233.
20. Diedrich, P., Hannemann, M., Weissenberg, J. *The present status of bracket bonding technics*. Dtsch Zahnarztl Z, 1986. 41:231-233.
21. Diedrich, P. *Kieferorthopädie 2*. 4.Aufl. München/Stuttgart: Urban&Fischer Verlag, 2000. Kapitel 3:171-173.

22. Eliades, T., Bourauel, C. *Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2005. 127:403-412.
23. Fenske, C., Sadat-Khonsari, R., Bauss, O., et al. *In vitro study on the fatigue limit of single-lap joints*. J Orofac Orthop, 2003. 64:275-283.
24. Finnema, K. J., Okcan, M., Post, W. J., et al. *In-vitro orthodontic bond strength testing: a systematic review and meta-analysis*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. 137:615-622.
25. Fox, N. A., McCabe, J. F., Buckley, J. G. *A critique of bond strength testing in orthodontics*. Br J Orthod, 1994. 21:33-43.
26. Frankenberger, R. *Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie*. Dent Net Masters, 2001. Seefeld: 3M ESPE AG. Kapitel 1:12-27.
27. Frankenberger, R. *Zeitersparnis versus Langzeiterfolg*. Quintessenz, 2006. 57:485-495.
28. Haller, B., Blunck, U. *Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme*. Zahnärztl Mitt, 2003. 93:808-818.
29. Haller, B. Janke, F. *Sind selbstkonditionierende Bondingsysteme praxistauglich? Und wenn ja, wofür?* Quintessenz, 2012. 63:711-732.
30. Harari, D., Aunni, E., Gillis, I., et al. *A new multipurpose dental adhesive for orthodontic use: an in vitro bond-strength study*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2000. 118:307-310.
31. Hariuchi, S., Kuroda, S., Hiasa, M., et al. *Reinforcement of bond strength of self-etching orthodontic adhesive*. Angle Orthod, 2012. 82:30-35.
32. Hattan, M. A., Pani, S. C., Alomari, M. *Composite bonding to stainless steel crowns using a new universal bonding and single-bottle systems*. Int J Dent, 2013. DOI: 10.1155/2013/607405
33. Hellwig, E., Klimek, J., Aktin, T. *Einführung in die Zahnerhaltung*. 6. Aufl. München/Jena: Urban&Fischer, 2013. Kapitel 6:214-216.
34. Hossein, I., Sheriff, M., Ireland, A. J. *Enamel loss during bonding, debonding and cleanup with use of a self-etching primer*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2004. 126:717-724.

35. Iijima, M., Ito, S., Yuasa, T., et al. *Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems*. Dent Mater J, 2008. 27:392-399.
36. Jaffer, S., Oesterle, L. J., Newmann, S. M. *Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2009. 136:83-86.
37. John, H.-D. *Erwachsenenkieferorthopädie und parodontale Aspekte*. Quintessenz Kieferorthopädie Sonderheft Invisalign, 2001. 11-16.
38. Kalia, A., Mirdehghan, N., Khandekar, S., et al. *Multi-disciplinary approach for enhancing orthodontic esthetics-case report*. Clin Cosmet Investig Dent, 2015. 7:83-89.
39. Klocke, A., Shi, J., Kahl-Nieke, B., et al. *In vitro investigation of direct bonding with a hydrophilic primer*. Angle Orthod 2003. 73:445-450.
40. Korbmacher, H., Klocke, A., Huck, L., et al. *Enamel conditioning for orthodontic bonding with a single-step bonding agent*. J Orofac Orthop, 2002. 63:463-471.
41. Korbmacher, H., Huck, L., Adam, T., et al. *Evaluation of an antimicrobial and fluoride-releasing self-etching primer on the shear bond strength of orthodontic brackets*. Eur J Orthod, 2006. 28:457-461.
42. Laurence-Young, P., Bozec, L., Gracia, L., et al. *A review of the structure of human and bovine dental hard tissue and their physicochemical behaviour in relation to erosive challenge and remineralisation*. J Dent, 2011. 39:266-272.
43. Larmour, C. J., Bateman, G. Stirrups, D. R. *An investigation into the bonding of orthodontic attachments to porcelain*. Eur J Orthod, 2006. 28:74-77.
44. Lehmann, K. M., Hellwig, E., Wenz, H.-J. *Zahnärztliche Propädeutik*. 13. Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 2015. Kapitel 3:38-40.
45. Lopes, M. B., Sinhoreti, M. A., Correr Sobrinho, L., et al. *Comparative study of the dental substrate used in shear bond strength tests*. Pesqui Odontol Bras, 2003. 17:171-175.

46. Lussi, A., Hellwig, E., Klimek, J. *Fluoride– Wirkungsmechanismen und Empfehlungen für deren Gebrauch.* Schweiz Monatsschr Zahnmed, 2012. 122:1037-1042.
47. Lutz, F., Krejci, I., Frischknecht, A. *Light polymerization. The principles and practical tips for its correct use.* Schweiz Monatsschr Zahnmed, 1992. 102:574-588.
48. Lynch, C. D., O'Sullivan, V. R., Dockery, P., et al. *Hunter-Schreger Band patterns in human tooth enamel.* J Anat, 2010. 217:106-115.
49. Mandava, P., Shamil, M., Krishna, N., et al. *Effect of moisture, saliva, and blood contamination on the shear bond strength of brackets bonded with a conventional bonding system and self-etched bonding system.* J Nat Sci Biol Med, 2014. 5:123-129.
50. Meerbeck van, B., De Munck, J., Yoshida, Y., et al. *Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges.* Oper Dent, 2003. 28:215-235.
51. Mizrahi, E. *Success and failure of banding and bonding. A clinical study.* Angle Orthod, 1982. 52:113-117.
52. Munck I., van Landuyt K., Peumans, M., et al. *A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and result.* J Dent Res, 2005. 2:118-132.
53. Newmann, G. V. *A post-treatment survey of direct bonding of metal brackets.* Am J Orthod, 1978. 74:197-206.
54. Nhan R. T., Xu X., Yu Q., et al. *The effect of topical fluoride varnish on the shear bond strength of orthodontic brackets.* Aust Orthod J, 2015. 31:9-14.
55. Pashley, D. H., Ciucchi, B., Sano, H. *Dentin as a bonding substrate.* Dtsche Zahnarztl Z, 1994. 49:760
56. Pickett, K. L., Sadowsky, P. C., Jacobsen, A., et al. *Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results.* Angle Orthod, 2001. 71:141-148.
57. Retief, D- H. *Failure at the dental adhesive-etched enamel interface.* J Oral Rehabil, 1974. 1:265-284.

58. Reynolds, I. R. *Letter: Composite filling materials as adhesives in orthodontics*. Br Dent J, 1975. 138:83.
59. Rosa, W. L., Piva, E., Silva, A. F. *Bond strength of universal adhesives: a systematic review and meta-analysis*. J Dent, 2015. 43:765-776.
60. Saleh, F., Taymour, N. *Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests*. East Mediterr Health J, 2003. 9: 201-207.
61. Sano, H., Yosahikawa, T., Pereira, P. N., et al. *Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer in vivo*. J Dent Res, 1999. 78:906-911.
62. Sanohkan S., Kukiattrakoon B., Larpboonphol N., et al. *The effect of various primers on shear bond strength of zirconia ceramic and resin composite*. J Conserv Dent, 2013. 16:499-502.
63. Santini, A., Miletic, V. *Comparison of the hybrid layer formed by Silorane adhesive, one-step self-etch and etch and rinse systems using confocal micro-Raman spectroscopy and SEM*. J Dent, 2008. 36:683-691.
64. Santos, B. M., Pithon, M. M., de Oliveira Ruellas, A. C., et al. *Shear bond strength of brackets bonded with hydrophilic and hydrophobic bond systems under contamination*. Angle Orthod, 2010. 80:5.
65. Schiffer, A., Jost-Brinkmann, P. G., Miethke, R. R. *The tensile strength of bracket adhesives depending on the adhesive layer thickness—an in-vitro study*. J Orofac Orthod, 1992. 53:297-303.
66. Shintcovsk, R. L., Knop, L. A., Gandini, L. G., et al. *Comparison surface characteristics and chemical composition of conventional metallic and nickel-free brackets*. Braz Oral Res., 2015. DOI: 10.1590/1807-3107BOR-2015.
67. Silverman, E., Cohen, M. Demke, R. S., et al. *A new light cured glass ionomer cement that bond brackets to teeth without etching in the presence of saliva*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1995. 108:231-236.
68. Skilton, J. W., Tyas, M. J., Woods, M. G. *Effects of surface treatment on orthodontic bonding to amalgam*. Aust Orthod J, 2006. 22:59-66.



69. Soderquist, S. A., Drummond, J. L., Evans, C. A. *Bond strength evaluation of ceramic and stainless steel bracket bases subjected to cyclic tensile loading.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2006. 129:7-12.
70. Sorake A., Rai R., Hegde G., et al. *Comparison of Shear Bond Strength of New Self-etching Primer with Conventional Self-etching Primers: An In-vitro Study.* J Int Oral Health, 2015. 7:17-21.
71. Sreedhara S., Savakkanavar M. B., Rajesh R. N., et al. *Effect of Self-etch Primer-adhesive and Conventional Adhesive Systems on the Shear Bond Strength and Bond Failure of Orthodontic Brackets: A Comparative Study.* J Contemp Dent Pract, 2015. 16:130-134.
72. Stangel, I, Nathanson, S., Hsu, C. *Shear strength of composite bond to etched porcelain.* J Dent Res, 1987. 66:1460-1465.
73. Sudhir, S., Pradeep, T., Amit, N., et al. *A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives.* J Orthod Sci, 2014. 3:29-33.
74. Suh, B. I., Schiltz, M. Y. *Effects of pH of single-bottle adhesive on shear bond strength.* J Dent Res, 2001. 80:50.
75. Sydney-Zax, M., Mayer, I., Deutsch, D. *Carbonate content in developing human and bovine enamel.* J Dent Res, 1991. 70:913-916.
76. Syrek, A. *Selbstkonditionierende Adhäsive.* Dent Mag, 2006. 2:31-33.
77. Usümez S., Büyükyılmaz T., Karaman A. L. *Effect of light-emitting diode on bond strength of orthodontic brackets.* Angle Orthod, 2004. 74:259-263.
78. Uysal T., Ramoglu S. I., Ulker M., et al. *Effects of high-intensity curing lights on microleakage under orthodontic bands.* Am J Orthod Dentofacial Orthop, 2010. 138:201-207.
79. Vincente, A., Bravo, L. A. *Influence of an etchant and a desensitizer containing benzalkonium chloride on shear bond strength of brackets.* J Adhes Dent, 2008. 10:205-209.
80. Whittaker, D. K., Green, R. M., Edmunds, D. H. *Structural characteristics of bovine enamel.* J Dent Res, 1983. 62:439.

81. Yadala, C., Gaddam, R., Arya, S., et al. *Comparison of Shear Bond Strength of Three Self-etching Adhesives: An In-Vitro Study*. J Int Oral Health, 2015. 7:53-57.
82. Yamaguchi, K., Miyazaki, M., Takamizawa, T., et al. *Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems*. Dent Mater, 2006. 22:420-425.
83. Zachrisson, Y. O., Zachrisson, B. U., Buyukyilmaz, T. *Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain*. Am J Orthod Dentofacial Orthop, 1996. 109:420-430.
84. Zilbermann, U., Lasilla, L. *The use of Glass-fibers Ribbon and Composite for Prosthetic Restoration of Missing Primary Teeth-Laboratory and Clinical Research*. Open Dent J, 2014. 8:220-228.
85. Zorba, Y. O., Ilday, N. O., Bayindir, Y. Z., et al. *Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques*. Eur J Dent, 2013. 7:436-441.

## 8. Anhang

### 8.1 Tabellenverzeichnis

<b>Tabelle</b>	<b>1:</b> Vor- und Nachteile der verschiedenen Bracketmaterialien.
<b>Tabelle</b>	<b>2:</b> Einteilung der Adhäsiv-Systeme.
<b>Tabelle</b>	<b>3:</b> Einteilung des ARI (Adhesiv Remnant Index).
<b>Tabelle</b>	<b>4:</b> Klebprotokoll der drei Versuchsgruppen.
<b>Tabelle</b>	<b>5:</b> Deskriptive Statistik zu den Haftfestigkeitswerten.
<b>Tabelle</b>	<b>6:</b> Der Kruskal-Wallis-Test.
<b>Tabelle</b>	<b>7:</b> Der Log-rank-Test.
<b>Tabelle</b>	<b>8:</b> Die Häufigkeitsverteilung des Adhesiv Remnant Index (ARI).
<b>Tabelle</b>	<b>9:</b> Die Ränge des ARI.
<b>Tabelle</b>	<b>10:</b> Die Statistik für den Kruskal-Wallis-Test.

## 8.2 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1:** Kieferorthopädische Multiband- und Multibracketapparatur.
- Abbildung 2:** Naturbelassener Zahnschmelz.
- Abbildung 3:** Elektronenmikroskopische Aufnahmen verschiedener Schmelzoberflächen.
- Abbildung 4:** Prüfkörper Ansicht von oben.
- Abbildung 5:** Organigramm über die Verteilung der Prüfkörper auf die Versuchsgruppen.
- Abbildung 6:** Kraftapplikation auf das Bracket mittels einer Correx Waage.
- Abbildung 7:** Materialprüfmaschine Zwick 1120.25.
- Abbildung 8:** Schematische Darstellung der Prüfeinheit.
- Abbildung 9:** Positionierung des Abscherhobels am Bracket.
- Abbildung 10:** Restadhäsiv am Zahn und Restadhäsiv am Bracket.
- Abbildung 11:** Boxplot Darstellung der Scherhaftfestigkeit.
- Abbildung 12:** Die Kaplan-Meier-Kurve.

### 8.3 Tabellarischer Lebenslauf

#### **8.4 Verzeichnis der akademischen Lehrer**

Meine akademischen Lehrer in Mainz waren folgende Damen und Herren:

Buhrwinkel, Briseno, Dietrich, Ernst, Hengstenberg, de Hoedt, Al-Nawas, Scheller, Schulze, Wagner, Wehrbein, Willershausen, Wriedt.

## 8.5 Danksagung

Ich danke Frau Universitätsprofessorin Dr.med.dent. Heike Korbmacher-Steiner ganz herzlich für die freundliche Überlassung des Themas und die Möglichkeit, in der Abteilung für Kieferorthopädie in Marburg die Arbeit durchführen zu können. Vielen Dank für die Unterstützung bei der Durchführung und Vollendung dieser Arbeit.

Meinen wissenschaftlichen Kollegen und Freunden Dr.med.dent. Esther Hellak und Dr.med.dent. Andreas Hellak danke ich für die wertvollen Anregungen und Ratschläge.

Herrn Dr.med.dent. Michael Schauseil möchte ich für seine hilfreiche Unterstützung, seine Geduld, sowie klaren und direkten Anregungen danken. Die Arbeit wurde von ihm intensiv, professionell und kompetent begleitet.

## **8.5 Ehrenwörtliche Erklärung**